

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**



별첨 사본은 아래 출원의 원본과 동일함을 증명함.

This is to certify that the following application annexed hereto is a true copy from the records of the Korean Intellectual Property Office.

출원번호 : 10-2003-0062268
Application Number

출원년월일 : 2003년 09월 05일
Date of Application SEP 05, 2003

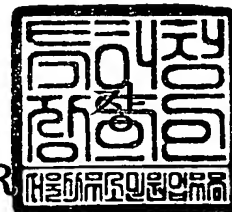
출원인 : 송철규
Applicant(s) SONG, CHUL GUY



2003 년 10 월 06 일

특 허 청

COMMISSIONER



【서지사항】

【서류명】	특허출원서
【권리구분】	특허
【수신처】	특허청장
【제출일자】	2003.09.05
【발명의 명칭】	생체 임피던스를 이용한 동작 분석 장치 및 방법
【발명의 영문명칭】	Device and Method for motion analysis with bio-impedance
【출원인】	
【성명】	송철규
【출원인코드】	4-1999-059916-7
【대리인】	
【성명】	이원희
【대리인코드】	9-1998-000385-9
【포괄위임등록번호】	2003-053097-4
【발명자】	
【성명】	송철규
【출원인코드】	4-1999-059916-7
【발명자】	
【성명의 국문표기】	서정환
【성명의 영문표기】	SEO, Jeong Hwan
【주민등록번호】	621111-1830610
【우편번호】	560-822
【주소】	전라북도 전주시 완산구 서신동 960-1 엘지아파트 101-906
【국적】	KR
【발명자】	
【성명】	김덕원
【출원인코드】	4-1998-023258-8
【발명자】	
【성명의 국문표기】	김수찬
【성명의 영문표기】	KIM, Soo Chan
【주민등록번호】	710704-1113413

【우편번호】 121-872
【주소】 서울특별시 마포구 염리동 139-40 4층
【국적】 KR
【우선권주장】
【출원국명】 KR
【출원종류】 특허
【출원번호】 10-2003-0011233
【출원일자】 2003.02.22
【증명서류】 미첨부
【공지에외적용대상증명서류의 내용】
【공개형태】 간행물 발표
【공개일자】 2003.07.07
【심사청구】 청구
【취지】 특허법 제42조의 규정에 의한 출원, 특허법 제60조의 규정에 의한 출원심사를 청구합니다. 대리인
이원희 (인)
【수수료】
【기본출원료】 20 면 29,000 원
【가산출원료】 24 면 24,000 원
【우선권주장료】 1 건 26,000 원
【심사청구료】 19 항 717,000 원
【합계】 796,000 원
【감면사유】 개인 (70%감면)
【감면후 수수료】 257,000 원
【첨부서류】 1. 요약서·명세서(도면)_1통 2. 공지에외적용대상(신규성상실의예외, 출원시의특례)규정을 적용받기 위한 증명서류_1통

【요약서】**【요약】**

본 발명은 발진주파수회로와 전압전류변환회로로 구성되고 약전류를 발생하는 정전류원; 상기 약전류를 생체의 한 점에서 다른 선택된 점으로 흘려주는 자극 전류 전극; 상기 약전류가 흐르는 생체의 소정의 부위에서 전압을 측정하는 적어도 둘 이상의 전압 검출 전극; 상기 전압 검출 전극에서 측정된 전압을 복조하는 복조기; 상기 복조기를 거친 신호의 이득과 오프셋을 조절하는 신호이득과 오프셋 조절기; 및 전원과 신호를 절연하는 절연증폭기를 포함함을 특징으로 하는 생체 임피던스 측정 장치에 관한 것이다. 본 발명에 따르면 피부전극을 부착하여 피검자의 활동에 제한을 주지 않고 관절의 운동 변화를 간단하게 측정할 수 있다

【대표도】

도 1

【색인어】

생체 임피던스, 동작분석, 관절각도

【명세서】**【발명의 명칭】**

생체 임피던스를 이용한 동작 분석 장치 및 방법 {Device and Method for motion analysis with bio-impedance}

【도면의 간단한 설명】

도 1은 본발명의 실시예에 따른 생체 임피던스 측정장치를 보여주는 도면,

도 2는 본발명의 실시예에 따른 하지 관절에서 생체 임피던스 변화를 감지하기 위한 최적 전극의 위치 선정을 위한 전극배치도,

도 3은 본발명의 실시예에 따른 상지 관절에서 생체 임피던스 변화를 감지하기 위한 최적 전극의 위치 선정을 위한 전극배치도,

도 4는 본발명의 실시예에 따른 보행 중 관절운동 분석을 위한 전극 및 시스템 구성도,

도 5는 하지운동 동작의 예를 보여주는 도면,

도 6은 본발명의 실시예에 따른 족관절(발목)운동 각도 측정을 위한 전자고니오미터와 생체임피던스 측정신호의 비교,

도 7은 본발명의 실시예에 따른 슬관절(무릎)운동 각도 측정을 위한 전자고니오미터와 생체임피던스 측정신호의 비교,

도 8은 본발명의 실시예에 따른 고관절(엉덩이 관절)운동 각도 측정을 위한 전자고니오미터와 생체 임피던스 측정신호의 비교,

도 9는 각각의 관절운동시 최적 전극 선정을 위한 실험방법의 예를 보여주는 도면,

도 10은 최적 전극 선정을 위한 신호대 잡음비의 정의,

도 11은 본 발명의 실시예에 따른 하지운동과 대응하는 아바타를 표시한 도면이다.

【발명의 상세한 설명】

【발명의 목적】

【발명이 속하는 기술분야 및 그 분야의 종래기술】

- <12> 본 발명은 생체 임피던스를 이용한 동작 분석 장치 및 방법에 관한 것으로, 더욱 구체적으로는 약전류가 흐르는 생체의 소정 위치에서 관절 운동에 따른 생체 임피던스의 변화를 이용한 동작 분석 장치 및 방법에 관한 것이다.
- <13> 인간의 동작분석(motion analysis)에 대한 연구는 주로 하지의 보행에 대해서 진행되어 왔으며, 관찰적 분석, 영상분석 방법, 근전계, 각도계 그리고 힘판을 이용한 분석이 이루어지고 있다.
- <14> 관찰적 분석은 사람 눈으로 판독을 해야 하기 때문에 정확한 데이터를 산출할 수가 없다는 단점이 있다.
- <15> 영상분석 방법은 신체 일부에 반사체를 부착하여 여러 대의 적외선 카메라로 그 위치 값을 구하여, 그 값을 컴퓨터로 연산을 하여 보행 분석에 필요한 데이터를 구하게 된다. 이러한 방법으로 얻어진 데이터는 비교적 정확하나 시스템을 구축하기 위한 비용이 너무 크고 공간의 제약이 있게 된다.

- <16> 생체 신호를 이용한 근전계는 인체의 움직임에 관한 직접적인 정보보다는 그 움직임의 원인이 되는 근육의 상태, 즉 근의 활동성을 관찰하기 때문에 각도계와 영상 분석기처럼 관절의 변화를 정확하게 계속적으로 측정하는데 부적합하다.
- <17> 각도계의 경우는 관절에 부착하여 직접적인 관절의 동작을 분석하므로 가장 정확한 방법이다. 그러나 연속적인 측정이 어렵고, 움직임에 있어 제한을 받는다는 단점이 있다.
- <18> 영상분석 방법과 힘판 측정에 의한 방법은 장치가 크고 장비가 설치된 장소에서만 활용이 가능하다는 장소의 제약이 따른다. 힘판과 같이 압력분포를 측정하는 신발형으로 제작된 압력계도 있으나 피검자마다 발에 맞추어 신발을 준비해야 하며 보행 시 발에 부착시키는 데에 문제점이 있다.

【발명이 이루고자 하는 기술적 과제】

- <19> 따라서, 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 생체동작분석을 위한 기존 방법에 비해 측정공간과 피검자의 동작에 제약이 적고, 측정이 간편하며, 시간 해상도가 높은 생체 임피던스를 이용한 생체 임피던스 측정 장치를 제공함에 있다.
- <20> 본 발명의 다른 기술적 과제는 관절 운동에 따른 최적 전극 선정 방법을 이용한 생체 임피던스의 변화 측정 방법을 제공함에 있다.
- <21> 본 발명의 또 다른 기술적 과제는 생체 임피던스를 이용하여 관절운동 분석 시스템을 제공함에 있다.

【발명의 구성 및 작용】

<22> 상기 기술적 과제를 달성하기 위해 본 발명은 발진주파수회로와 전압전류변환회로로 구성되고 약전류를 발생하는 정전류원; 상기 약전류를 생체의 한 점에서 다른 선택된 점으로 흘려주는 자극 전류 전극; 상기 약전류가 흐르는 생체의 소정의 부위에서 전압을 측정하는 적어도 둘 이상의 전압 검출 전극; 상기 전압 검출 전극에서 측정된 전압을 복조하는 복조기; 상기 복조기를 거친 신호의 이득과 오프셋을 조절하는 신호이득과 오프셋 조절기; 및 전원과 신호를 절연하는 절연증폭기를 포함함을 특징으로 생체 임피던스 변화를 이용한 측정 장치를 제공한다..

<23> 상기의 다른 기술적 과제를 달성하기 위해 본 발명은 정전류원에 의해 소정의 약전류가 발생하는 과정; 상기 약전류를 생체의 한 점에서 다른 선택된 점으로 흘려주는 과정; 상기 약전류가 흐르는 생체의 관절과 관절 사이가 $1/n$ (n 은 자연수) 간격으로 구분된 각각의 간격 선상의 서로 다른 m (m 은 2이상의 자연수)개의 지점에서 조합 (${}_mC_2 = L$)을 이용하여 L 개의 전극쌍(2개의 전극)을 선택하는 과정, 상기 선택된 L 개의 전극쌍 중에서 동일 선상에 위치한 전극쌍(K 개)들을 제외한 전극쌍($L-K = J$ 개)들로부터 소정의 주기로 임피던스를 검출하는 과정; 그리고 상기 소정의 주기마다 검출된 임피던스 변화 값이 가장 큰 하나의 전극쌍을 선택하는 과정을 포함하는 관절 운동에 따른 최적 전극 선정 방법을 이용한 생체 임피던스의 변화 측정 방법을 제공한다.

<24> 상기의 또 다른 기술적 과제를 달성하기 위해 본 발명은 발진주파수회로와 전압전류변환 회로로 구성되고 약전류를 발생하는 정전류원; 상기 약전류를 생체의 한 점에서 다른 선택된 점으로 흘려주는 자극 전류 전극; 고관절과 슬관절 사이의 소정 부위에 위치되고 전압을 검출하는 적어도 2이상의 전압 검출 전극, 복조기, 이득과 오프셋 조절기, 절연증폭기를 포함하는 제1채널과, 고관절과 족관절 사이의 소정 부위에 위치되고, 전압을 검출하는 적어도 2이상의 전압 검출 전극, 복조기, 이득과 오프셋 조절기, 절연증폭기를 포함하는 제2채널과, 슬관절과 족관절 사이의 소정 부위에 위치되고, 전압을 검출하는 적어도 2이상의 전압 검출 전극, 복조기, 이득과 오프셋 조절기, 절연증폭기를 포함하는 제3채널과, 슬관절과 발가락 사이의 소정 부위에 위치되고, 전압을 검출하는 적어도 2이상의 전압 검출 전극, 복조기, 이득과 오프셋 조절기, 절연증폭기를 포함하는 제4채널; 상기 제1채널 내지 상기 제4채널의 출력값을 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환기; 및 상기 A/D 변환기에서 나온 각 채널들의 신호들을 각도 변화로 계산하는 제어부를 포함함을 특징으로 하는 관절운동 분석 시스템을 제공한다.

<25> 이하, 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 참조하여 상세히 설명한다. 이들 실시예는 단지 본 발명을 예시하기 위한 것이며, 본 발명의 보호 범위가 이들 실시예에 의해 제한되는 것은 아니다.

<26> 도 1은 본발명의 실시예에 따른 생체 임피던스 측정장치를 보여주는 도면이다. 도 1을 참조하면, 다채널의 확장성을 고려하여 전압 감지모듈(10)과 자극 전류 모듈(20)로 분리하여 구성한다. 발진기(110)와 전압전류변환기(120)에 의해서 약전류를 만든다.

- <27> 정전류원은 전기적 안전을 고려하여 50KHz, 300uA의 약전류를 자극 전류 전극을 통해 하지(도시하지 않음)에 흘려주게 된다. 50KHz대에 의한 생체의 임피던스는 리액턴스 성분이 작고 대부분 저항 성분을 갖기 때문에, 임피던스 측정 시스템에서는 저항 성분만을 측정한다.
- <28> 정전류원을 생체의 하지에 인가하면, 생체의 하지를 구성하고 있는 근육부위의 고유 전기적 저항 성분 때문에 전압 검출 전극에서 전압을 검출할 수 있다. 즉, 생체의 하지를 구성하고 있는 관절의 주동근(주요근육)이 수축, 이완하면서 근육의 단면적과 혈관의 단면적 변화로 인해 임피던스가 변화하는 것을 검출하는 원리이다.
- <29> 임피던스 측정법은 Nyboer가 혈류량 측정에 적용시킨 공식이 사용된 이후로, 이를 수학적으로 간략화 시킨 Swanson의 공식이 많이 사용되고 있다. 본 연구에서는 혈류량 측정과는 달리 임피던스 변화 요인을 근육의 단면적과 혈류량의 변화로 가정하였다. 식 (1)과 같이 전압 감지 전극의 거리가 일정할 경우, 정전류원 (constan current source)에 의해 측정된 전압은 비저항과 측정 부위의 거리에 비례하고, 근육과 혈관의 단면적에 반비례한다. 따라서 근육이 수축 혹은 이완하게 될 경우 근육의 단면적과 혈관의 단면적 변화로 인해 임피던스가 변화하게 된다. 식 (1)에서 Z_m 과 Z_b 는 각각 근육의 임피던스, 혈액의 임피던스이다.

<30>

$$V = I \cdot (Z_m // Z_b) = I \cdot (\rho_m \frac{L}{A_m} // \rho_b \frac{L}{A_b}) \quad (1)$$

V : 전압감지 전극간의전위 [V]
 I : 정전류 [mA]
 L : 전압감지 전극간의 거리 [cm]
 A_m : 전압감지 전극간 근육의 단면적 [cm²]
 A_b : 전압감지 전극간 혈관의 단면적 [cm²]
 ρ_m : 근육의 비저항 [$\Omega \cdot cm$]
 ρ_b : 혈액의 비저항 [$\Omega \cdot cm$]

- <31> 복조기(210)는 검출된 전압은 50KHz 발진기(110)에 의해 진폭변조된 신호를 복조하게 된다.
- <32> 도 1의 복조기(210)와 이득과 오프셋 조절기(220) 사이에 저역 통과 필터를 추가하면, 관절의 움직임에 따라 변화하는 임피던스 신호 이외에 근 잡음(muscle noise)과 동 잡음(motion artifact)을 제거할 수 있다. 바람직하게는 저역 통과 필터는 6차의 버터워스(butterworth)를 사용한다(차단 주파수 10Hz).
- <33> 이득과 오프셋 조절기(220)는 넓은 범위의 임피던스 변화를 얻기 위해 각 채널별로 임피던스 오프셋을 조절할 수 있도록 하였다.
- <34> 절연증폭기(230)는 전원과 신호는 피검자의 전기적 안전을 고려, DC-DC 변환기(PPD10-5-1515, NEMIC-LAMBDA)와 분리 증폭기(ISO100, Burrbrown)를 사용하여 각각 절연, 분리하였다.
- <35> 그리고 이득과 오프셋 조절기(240)는 시스템의 외부에서도 이득과 오프셋을 조절할 수 있다. 이러한 시스템을 거치게 되면 관절운동에 따른 생체 임피던스 신호를 얻게 된다.
- <36> 도 1을 참조하면, Ch1, Ch2, Ch3, Ch4의 4채널을 예시하였는데, 채널수는 이에 한정되는 것은 아니다. 각각의 채널에서는 검출 전극에서 얻어진 임피던스 신호를 얻게 된다.
- <37> 도 2는 본발명의 실시예에 따른 하지 관절에서 생체 임피던스 변화를 감지하기 위한 최적 전극의 위치 선정을 위한 전극배치도이다.

- <38> 도 1을 참조하면, 하지의 고관절, 슬관절, 및 족관절의 각운동 변화에 따른 각각의 주동근(agonist), 길항근(antagonist), 협력근(synergist)의 해부학적 위치를 고려하여 전압 검출 전극의 부착위치 15개를 선택하였고, 자극 전류 전극은 하복부와 족부에 부착시켰다. 그리고 하지 운동에 따른 임피던스 변화 측정값과 전자각도계의 측정값의 상관성이 가장 우수한 값을 나타내는 전극의 위치를 관찰하였다. 이런 전극 배치를 통해 관절운동에 따른 생체임피던스 변화를 감지한다.
- <39> 도 2에서 (C)로 나타낸 부분은 자극 정전류원을 생체에 흘려주는 자극 전류 전극이 되며, 도 1의 복조기(21) 왼쪽에 표시한 $V+$, $V-$ 는 생체에 부착된 2개의 전압 검출 전극이 된다. 그러나 전압 검출 전극의 수가 이에 한정되는 것은 아니다. 전극간의 간격은 피검자마다 공통적으로 적용할 수 있도록 간격을 설정하였다.
- <40> 족관절, 슬관절과 고관절의 해부학적인 근의 수축과 이완에 따른 변화와 임피던스 변화와의 관계가 선형적이라고 볼 수 없기 때문에 임피던스 측정으로 운동을 평가하기 위해 각 관절의 동작에 따른 임피던스 변화 값과 관절의 각도를 잘 반영하는 측정법이나 데이터 분석이 요구된다. 이러한 조건을 만족하는 최적의 전극 위치는 도 2와 같이 선정하였다. 족관절에서부터 슬관절의 전체 길이를 H 로 보고 전압 감지 전극 간의 거리가 $H/4$ 가 되도록 부착하여 족관절의 각도 변화에 의한 임피던스 변화를 측정하였다. 또한, 슬관절에서부터 고관절까지의 길이를 W 로 보고 전압 감지 전극 간의 거리가 $W/3$ 가 되도록 부착하여 슬관절과 고관절의 각도 변화에 의한 임피던스 변화를 측정하였다. 전극은 직경 10 mm인 Ag-AgCl (RedDot, 3M)을 사용하였다. 최종적으로 각 관절의 각도 측정을 위하여 전위차계와 각도계를 조합하여 자체적으로

전자 고니오미터를 제작하여 임피던스를 각도로 변환하는데 사용하였다. 족관절, 슬관절, 그리고 고관절의 각도를 측정하고, 측정된 임피던스 측정값을 관절의 각도로 보정하였다.

<41> 족관절의 저측 굴곡은 비복근(gastrocnemius)이, 배측 굴곡은 전 경골근 (tibialis anterior)이 작용한다. 그래서 족관절의 굴곡(Flexion)과 신전 (Extension) 운동시 관절각도 변화의 감지를 위한 측정전극은 전극1, 전극2, 전극3, 전극4, 전극5, 전극6으로 측정한다. 그러나 측정전극 수는 이에 한정되는 것은 아니다. 전압 감지 전극의 방향과 전류가 흐르는 방향이 직각이 되면 임피던스 변화가 측정되지 않기 때문에 이 점을 고려하여 전극의 위치를 적절하게 선정되어야 한다. 그리고, 전극이 평행한 경우는 전기적인 임피던스 변화가 0 이므로, 수평 방향에 위치한 전극 쌍은 측정시 제외하게 된다. 결국, 족관절 운동시 측정전극의 경우의 수는 총 6개 (전극 1, 2, 3, 4, 5, 6)에서 2개를 선택할 확율이므로, 조합 (combination)을 이용하면 $6C2=15$ 이다. 여기서 평행한 전극쌍 전극 (1번과 2번), 전극 (3번과 4번), 전극 (5번과 6번)을 제외하므로 경우의 수는 $12(15-3=12)$ 가 된다. 따라서, 족관절 운동에 따른 최적의 전극 위치를 찾기 위해 전극의 부착위치를 12가지의 경우의 수에 따라 각각 전극(1-3), (1-4), (1-5), (1-6), (2-3), (2-4), (2-5), (2-6), (3-5), (3-6), (4-5), (4-6)의 12 개에 대해 각각 측정하여, 관절 운동에 따른 임피던스 변화 값이 가장 큰 1개의 전극 쌍의 위치를 선택하게 된다.

<42> 슬관절의 굴곡과 신전 운동시 관절각도 변화의 감지를 위한 측정전극은 전극5, 전극6, 전극7, 전극8, 전극9, 전극10, 전극11, 전극12, 전극13, 전극14를 이용하였다. 그러나 측정전극 수는 이에 한정되는 것은 아니다. 족관절운동의 경우와 마찬가지로, 이 때 측정전극의 전



기적인 임피던스 변화는 전극이 평행한 경우는 0이므로, 수평 방향에 위치한 전극 쌍은 측정시 제외하게 된다. 따라서 도 2에 나타낸 전극쌍, 즉 전극 (5번과 6번), (7번과 8번), (7번과 9번), (7번과 10번), (8번과 9번), (8번과 10번), (9번과 10번), (11번과 12번), (11번과 13번), (11번과 14번), (12번과 13번), (12번과 14번), (13번과 14번)은 제외한다. 결국, 슬관절 운동시 측정전극의 경우의 수는 총 10개 (전극 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14)에서 2개를 선택할 확율이므로, $10C2=45$ 이다. 여기서 평행한 전극 13쌍을 제외하므로 경우의 수는 $32(45-13=32)$ 가 된다. 즉, 32가지의 전극위치에 따른 실험을 통해 최적의 위치를 찾아야 한다는 의미이다. 슬관절 운동에 따른 최적의 전극 위치를 찾기 위해 전극의 부착위치를 32가지의 경우의 수에 따라 각각 전극

(5-7), (5-8), (5-9), (5-10), (5-11), (5-12), (5-13), (5-14), (6-7), (6-8), (6-9), (6-10), (6-11), (6-12), (6-13), (6-14), (7-11), (7-12), (7-13), (7-14), (8-11), (8-12), (8-13), (8-14), (9-11), (9-12), (9-13), (9-14), (10-11), (10-12), (10-13), (10-14)의 34 개에 대해 각각 측정을 하여, 슬관절 운동에 따른 임피던스 변화 값이 가장 큰 1개의 전극 쌍의 위치를 선택하게 된다.

<43> 고관절의 굴곡과 신전 운동시 관절각도 변화의 감지를 위한 측정전극은 총 8개로서, 전극7, 전극8, 전극9, 전극10, 전극11, 전극12, 전극13, 전극14를 이용하였다. 그러나 측정전극 수는 이에 한정되는 것은 아니다. 슬관절운동의 경우와 마찬가지로, 이 때 측정전극의 전기적인 임피던스 변화는 전극이 평행한 경우는 0이므로, 수평 방향에 위치한 전극 쌍은 측정시 제외하게 된다. 따라서 도 2에 나타난 전극 (7번과 8번), 전극 (7번과 9번), 전극 (7번과 10번)쌍, (8번과 9번), 전

극 (8번과 10번), 전극 (9번과 10번)쌍, (11번과 12번), 전극 (11번과 13번), 전극 (11번과 14번)쌍, (12번과 13번), 전극 (12번과 14번), 전극 (13번과 14번)쌍은 제외한다. 결국, 고관절 운동시 측정전극의 경우의 수는 총 8개(전극 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14)에서 2개를 선택할 확율이므로, $8C2=28$ 이며, 위에서 설명한 평행한 전극 12쌍을 제외하므로 경우의 수는 $16(28-12=16)$ 가 된다. 즉 16경우의 전극위치에 따른 실험을 통해 최적의 위치를 찾게 된다. 고관절 운동에 따른 최적의 전극 위치를 찾기 위해 전극의 부착위치를 16경우의 수에 따라 각각 전극

(7-11), (7-12), (7-13), (7-14), (8-11), (8-12), (8-13), (8-14), (9-11), (9-12), (9-13), (9-14), (10-11), (10-12), (10-13), (10-14)의 16쌍에 대해 각각 측정을 하여, 고관절운동에 따른 임피던스 변화 값이 가장 큰 하나의 전극 쌍의 위치를 선택하게 된다.

<44> 보행 주기 중에 발생하는 현상인 발뒤꿈치와 발가락의 지면접촉(heel strike & toe off))을 감지하기 위해, 종래에 사용하던 압전센서 대신 생체 임피던스 방법을 이용하여 지면 접촉 시점을 감지하게 된다. 발뒤꿈치와 발가락의 지면접촉의 감지를 위한 측정전극은 전극 15, 전극1, 전극2, 전극3, 전극4가 해당된다. 그러나 측정전극 수는 이에 한정되는 것은 아니다. 이 때 전기적인 임피던스 변화가 전극이 평행한 경우는 0이므로, 수평 방향에 위치한 전극 쌍은 측정시 제외하게 된다. 따라서 도 2에 나타낸 전극 (1번과 2번), 전극 (3번과 4번)쌍은 제외한다. 결국, 측정전극의 경우의 수는 총 5개 (전극 15, 1, 2, 3, 4)에서 2개를 선택할 확율이므로, 조합을 이용하면 $5C2=10$ 이며, 위에서 설명한 평행한 전극 2쌍을 제외하므로 경

우의 수는 $8(10-2=8)$ 이 된다. 발뒤꿈치와 발가락의 지면접촉시 관절의 임피던스 변화를 감지하기 위한 최적의 전극 위치를 찾기 위해 전극의 부착위치를 8가지의 경우의 수에 따라 각각 전극(15-1), (15-2), (15-3), (15-4), (1-3), (1-4), (2-3), (2-4)의 8쌍에 대해 각각 측정을 하여, 발뒤꿈치와 발가락의 지면접촉 운동에 따른 하지 근육의 임피던스 변화 값이 가장 큰 1개의 전극 쌍의 위치를 선택하게 된다.

<45> 도 3은 본발명의 실시예에 따른 상지 관절에서 생체 임피던스 변화를 감지하기 위한 최적 전극의 위치 선정을 위한 전극배치도이다.

<46> 상기 도 2에서의 설명을 족관절은 수관절, 슬관절은 주관절, 고관절은 견관절로 대체할 때, 생체 임피던스 변화를 감지하기 위한 최적 전극의 위치 선정을 위한 전극배치는 상지관절에서도 그대로 적용된다. 나아가 하지 또는 상지 관절에서 최적 전극의 위치 선정을 위한 전극배치도는 관절을 가진 다른 동물들에게도 적용될 수 있다.

<47> 도 4는 본발명의 실시예에 따른 보행 중 관절운동 분석을 위한 전극 및 시스템 구성도이다.

<48> 도 4를 참조하면, 보행시 관절운동과 발의 지면접촉 측정을 위하여 발진기(11)와 전압전류변환기(12)로 구성된 정전류원에서 약전류를 하지의 상부에 (I+)전극과 발에 (I-)전극을 부착하여 흘려준다.

- <49> 이와 같이 측정부위에 약전류를 흘려준 후, 하지의 여러 관절의 움직임에 따라 근이 수축·이완될 때, 소정 부위에 위치한 각각의 전압 검출 전극에서 임피던스를 측정한다. 바람직하게는 소정 부위는 관절 운동에 따른 임피던스 변화가 가장 위치, 즉 최적 전극 위치가 된다.
- <50> 측정된 전압은 복조기, 이득과 오프셋 조절기, 절연증폭기를 포함한 채널 1, 2, 3, 4를 통해 A/D 변환기(35)로 전달된다. 각각의 채널은 유선 뿐만 아니라 무선을 통해서도 A/D 변환기로 전달될 수 있다.
- <51> A/D 변환기(35)는 각 채널의 임피던스 신호(31)를 디지털 신호로 변환한다. 바람직하게는 A/D 변환기(35)는 DT9801을 사용하였다.
- <52> 제어기(36)에서는 보행 중의 각각의 관절각도에 따른 측정된 생체 임피던스변화와 발의 지면접촉에 따른 생체 임피던스 신호를 처리하여 각도 변화로 계산하여 관절의 굴곡과 신전에 대한 값들을 처리하게 된다. 생체임피던스 신호에서 얻어진 저항 값을 각도로 바꾸는 과정은 다음과 같다.
- <53> 사람마다 관절의 굴곡과 신전범위는 통계적으로 유사하다는 가정하에서 족관절 신전/굴곡 범위는 70도/30도, 슬관절 신전/굴곡 범위는 0도/90도, 고관절 신전/굴곡 범위는 50도/110도로 한다. 실험을 통해 관절의 각도에 따른 임피던스 값을 유추할 수 있는데, 족관절을 최대로 신전/굴곡하여 얻어진 생체 임피던스 값이 예를 들어 1 ohm ~ 30 ohm이라고 하자. 족관절의 최대 신전/굴곡 각도 범위는 70도 ~ 0도/0도~30도 범위, 즉 70도+30도 =100도가 된다. 따라서 1 ohm = 70도(신전), 30ohm = 30도(굴곡)이 된다. (각도)/(생체 임피던스 값)은 100도

/30ohm=3.333도/1 ohm이다. 그러므로 1 ohm 증감에 따라 3.333도씩 변화되도록 연산하면 임피던스 변화에 따른 굴곡/신전에 대한 값들을 계산할 수 있게 된다.

<54> 슬관절의 경우, 고관절의 경우, 발의 지면접촉의 경우에도 이러한 방법으로 굴곡/신전 값들을 계산할 수 있게 된다. 나아가 관절을 가진 생체의 경우에도 임피던스 신호를 이용하여 위와 같은 방법으로 각도 값을 계산할 수 있게 된다.

<55> 도 5는 하지운동 동작의 예를 보여주는 도면. 즉, 하지관절의 관절운동의 예를 도시한다. 도 4에서 족관절 굴곡과 신전(51), 족관절 외전과 내전(52), 무릎관절 굴곡과 신전(53), 무릎관절 외회전과 내회전(54), 고관절 외회전과 내회전운동(55) 등이 있다.

<56> 도 6은 본발명의 실시예에 따른 족관절(발목)운동 각도 측정을 위한 전자고니오미터와 생체임피던스 측정신호의 비교이다.

<57> 도 6를 참조하면, 족관절 굴곡신전 운동 중에 각도의 변화를 측정한 것으로 (a)는 전자고니오미터(potentiometer)로 측정값, (b)는 임피던스 전극 2-5쌍으로 측정한 값, (c)는 임피던스 전극 1-3쌍으로 측정한 값, (d)는 임피던스 전극 1-4쌍으로 측정한 값이다.

<58> 본 발명은 전자고니오미터를 사용하지 않고 관절 각도변화를 측정하도록 하는 방식이다. 따라서, 도 6의 세로축의 각도값을 구하는 방법은 족관절 부위에 전



자고니오미터와 생체 임피던스 전극 한 쌍을 동시에 부착한 후, 관절의 각도변화에 따라 나타나는 전자고니오미터의 전압 변화 값과 생체 임피던스 변화값을 동시 측정하게 되면, 생체 임피던스 변화를 각도 값으로 환산할 수 있게 된다.

<59> 족관절 운동 이외에 다른 관절운동에 따른 간섭영향을 분석하여 간섭영향이 가장 적고, 고니오미터에 의한 신호와 상관계수가 가장 높은 전극에서의 신호를 최적 전극 위치로 선정하였다. 전자 고니오미터로 측정된 족관절 굴곡과 신전운동의 각도변화와의 상관관계가 가장 높은 전극의 위치는 (전극 2번과 5번)임을 알 수 있으며, 상관계수는 -0.913 으로 가장 높게 나타났다. 상관계수는 10초 동안 족관절을 굴곡/신전시키며, 고니오미터와 관절움직임에 따른 생체 임피던스를 동시에 획득, 피어슨 상관계수와 다항식 계수를 구하였다.

<60> 이와 같이 전자고니오미터와 생체 임피던스의 비교를 한 이유는 생체 임피던스만으로 관절각도 변화를 간편하게 측정할 수 있음을 나타내기 위함이다.

<61> 도 7은 본발명의 실시예에 따른 슬관절(무릎)운동 각도 측정을 위한 전자고니오미터와 생체임피던스 측정신호의 비교이다.

<62> 도 7을 참조하면, 슬관절 굴곡/신전 운동 중에 각도의 변화를 측정한 것으로 (a)는 전자 고니오미터로 측정값, (b)는 임피던스 전극 5-7쌍으로 측정한 값, (c)는 임피던스 전극 5-8쌍으로 측정한 값, (d)는 임피던스 전극 5-9쌍으로 측정한 값이다. 슬관절 운동 이외에 다른 관절운동에 따른 간섭영향을 분석하여 간섭영향이 가장 적고, 전자 고니오미터에 의한 신호와 상관계수가 가장 높은 전극에서의 신호를 최적 전극 위치로 선정하였다.

- <63> 도 7에서 전자고니오미터로 측정한 값과 가장 유사한 생체 임피던스 변화신호는 전극 5-7(b)에 의한 값을 알 수 있다. 이러한 실험을 통해, 슬관절 운동을 감지할 수 있는 최적 전극 위치는 도 2에서 예시한 전극 5와 전극 7번임을 확인하게 된다.
- <64> 도 8은 본발명의 실시예에 따른 고관절(엉덩이) 운동 각도 측정을 위한 전자고니오미터와 생체 임피던스 측정신호의 비교이다. 도 8은 고관절 굴곡신전 운동 중에 각도의 변화를 측정한 것으로 (a)는 전자 고니오미터로 측정값, (b)는 임피던스 전극 10-12쌍으로 측정한 값, (c)는 임피던스 전극 9-13쌍으로 측정한 값, (d)는 임피던스 전극 9-10쌍으로 측정한 값이다. 도 8에서 전자고니오미터로 측정한 값과 가장 유사한 생체 임피던스 변화신호는 전극 9-13(C)에 의한 값을 알 수 있다. 이러한 실험을 통해, 족관절 운동을 감지할 수 있는 최적 전극 위치는 도 2에서 예시한 전극 9와 전극 13번임을 확인하게 된다.
- <65> 위와 같이 하지동작의 변화에 상응하는 생체 임피던스 신호를 이용하여 하지의 동작을 감지할 수 있다. 족관절 굴곡과 신전 운동은 비복근과 전경골근의 임피던스 변화로 감지할 수 있고, 슬관절 굴곡과 신전 운동은 대퇴 사두근과 대퇴 이두근의 임피던스 변화로 감지할 수 있고, 고관절의 굴곡과 신전운동은 반막양근과 봉궁근이 주요하게 영향을 줌을 확인할 수 있다. 각도계와의 비교를 통해서 각각의 상관관계가 매우 높음을 확인하였다.



- <66> 도 9는 각각의 관절운동시 최적전극 선정을 위한 실험방법의 예를 보여주는 도면이다.
- 도 9에서 하지운동은 족관절 굴곡과 신전운동, 슬관절 굴곡과 신전운동, 고관절 굴곡과 신전운동, 그리고 발의 지면접촉 운동이다.
- <67> 도 9을 참조하면, 도 9에서 운동시간 15초 간격의 의미는 족관절 굴곡/신전 실험의 경우, 75초동안 족관절에 부착된 1쌍의 측정전극에서 임피던스 변화를 측정하게 된다. 1) 처음 15초간(즉, 0~15초)은 족관절을 굴곡/신전(폄다가 구부렸다가 함), 2) 다음 15초간(즉, 15초~30초)에는 족관절은 움직이지 않고, 슬관절을 굴곡/신전하고, 3) 다음 15초간(즉, 30~45초)에는 족관절은 움직이지 않고, 고관절을 굴곡/신전하고. 4) 다음 15초간(즉, 45~60초)에는 족관절은 움직이지 않고, 고관절을 회전시키며, 5) 다음 15초간(즉, 60~75초)에는 족관절의 굴곡/신전 운동을 한다.
- <68> 이와 같이 시간에 따른 각각의 운동을 진행할 때, 관절에 부착한 전자 고니오미터와 생체임피던스 신호를 얻기 위해 부착된 전극들에서 신호를 추출한다. 추출된 신호 중에서 전자 고니오미터와 신호의 상관성이 가장 높은 신호를 감지하는 전극의 위치를 최적 전극의 위치로 선택하게 되는 것이다. 여기서 상관성이란 관절의 각도변화에 따른 전자고니오미터로 측정된 결과와 본 발명의 실시예에 따른 결과와 유사성이 높음 정도를 의미한다.
- <69> 도 10은 최적전극 선정을 위한 신호대 잡음비의 정의이다. 이러한 정의를 하는 이유는 각각의 관절 운동시, 다른 관절의 운동에 의한 간섭신호가 배제된 각각의 관절운동에 대한 최적 전극의 위치를 선정하기 위함이다. 먼저, 족관절 굴곡과 신전 운동시, 족관절 굴곡과 신전 운동에 따른 임피던스 파형은 신호가 되고 슬관절의 굴곡과 신전에 따른 간섭파형은 잡음이 되어 이를 SNR1(신호대 잡음비1), 족관절 굴곡과 신전운동에 따른 임피던스 파형은 신호가 되고



고관절 굴곡과 신전에 따른 관절운동의 간섭파형은 잡음으로 하여 SNR2(신호대 잡음비2) 그리고 족관절 운동에 따른 부착전극의 임피던스 파형을 신호로 하고 고관절의 회전에 따른 임피던스 파형은 잡음으로 하여 SNR3(신호대 잡음비3)로 정의한다.

<70> 슬관절 굴곡과 신전 운동시, 슬관절 굴곡과 신전운동에 따른 부착전극의 임피던스 파형을 신호로 하고 족관절의 굴곡과 신전에 따른 임피던스 파형을 잡음으로 하는 SNR4(신호대 잡음비4), 슬관절 굴곡과 신전운동에 따른 부착전극의 임피던스 파형을 신호로 하고 고관절의 굴곡과 신전에 따른 임피던스 파형을 잡음으로 하는 SNR5(신호대 잡음비5) 그리고 슬관절 굴곡과 신전운동시, 슬관절 운동에 따른 부착전극의 임피던스 파형을 신호로 하고 고관절의 회전에 따른 임피던스 파형을 잡음으로 하는 SNR6(신호대 잡음비6)으로 정의한다.

<71> 고관절 굴곡과 신전 운동시, 고관절 운동에 따른 부착전극의 임피던스 파형을 신호로 하고 슬관절의 굴곡과 신전에 따른 임피던스 파형을 잡음으로 하는 SNR7(신호대 잡음비7), 고관절 운동에 따른 부착전극의 임피던스 파형을 신호로 하고, 족관절의 굴곡과 신전에 따른 임피던스 파형을 잡음으로 하는 SNR8(신호대 잡음비8) 그리고 고관절 운동에 따른 부착전극의 임피던스 파형을 신호로 하고 고관절의 회전에 따른 임피던스 파형을 잡음으로 하는 SNR9(신호대 잡음비9)로 정의한다.

<72> 발의 지면접촉 운동시, 발의 지면접촉 운동에 따른 부착전극의 임피던스 파형을 신호로 하고 슬관절의 굴곡과 신전에 따른 임피던스 파형을 잡음으로 하는 SNR10(신호대 잡음비10), 발의 지면접촉 운동에 따른 부착전극의 임피던스 파형을 신호로 하고 고관절의 굴곡과 신전에

다른 임피던스 파형을 잡음으로 하는 SNR11(신호대 잡음비11) 그리고 발의 지면접촉 운동에 따른 부착전극의 임피던스 파형을 신호로 하고 고관절의 회전에 따른 임피던스 파형을 잡음으로 하는 SNR11(신호대 잡음비11)로 정의한다.

- <73> 이와 같이 정의된 신호대 잡음비를 기준으로 하여 간섭신호의 영향이 가장 적은, 즉 신호대 잡음비가 가장 우수한 전극 쌍을 최적 전극으로 결정하게 된다.
- <74> 도 11은 본 발명의 실시예에 따른 하지운동과 대응하는 아바타를 표시한 도면이다.
- <75> 즉, 피검자의 하지 움직임에 따라 각각의 관절의 각도 변화를 단계적으로 또는 연속적으로 모니터링과 분석이 가능하도록 제작된 하지동작 분석 프로그램의 실시 예를 보여준다.
- <76> 생체 임피던스 신호는 피검자의 하지 운동에 따른 고관절, 슬관절, 족관절의 최적 전극 위치에서 나타난 생체 임피던스 변화를 말한다. 상기 생체 임피던스 신호는 상기 도 11의 우측에 표시하였다.
- <77> 소정 프로그램은 가상현실분야의 표준화 라이브러리인 Sense8 사의 WTKTM (ver.9)와 Visual C++로 작성하였다. 제작된 소정 프로그램에 의하면, 도 11에 나타난 하지와 하지의 움직임은 실제 3채널로 획득된 생체 임피던스 신호에 대응하여 하지의 아바타가 제어되도록 하였다.
- <78> 메뉴는 프로그램에서 단축 키를 선택하여 원하는 실행을 할 수 있다. 단축 키 P을 이용하여 연속 애니메이션을, 단축키 L을 이용하여 1회 재생을, 단축키 F를 이용하여 매 순간의 관절변화를 분석할 수 있다. 그리고 단축키 R은 애니메이션을 리셋하는 경우에 이용된다. 여기서 상기 메뉴는 상기 도 11의 좌측에 표시되었는데, 'P'는 Play animation, 'L'은 Loop



animation, 'F'는 Play animation by Frame, 'R'은 Reset animation, 'E'는 reset Environment 을 의미한다.

<79> 한편, 본 발명의 상세한 설명에서는 구체적인 실시예에 관해 설명하였으나, 본 발명의 범위에서 벗어나지 않는 한도 내에서 여러 가지 변형이 가능함은 물론이다. 예를 들어 생체의 범위는 본 발명의 실시예에 따른 도면에 나타난 인체의 하지, 상지 뿐만 아니라 관절을 가진 동물의 운동 분석 등에도 적용될 수 있다. 그러므로, 본 발명의 범위는 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 안되며, 후술하는 특허청구의 범위뿐만 아니라 이 특허청구의 범위와 균등한 것들에 의해 정해져야 한다.

【발명의 효과】

<80> 본 발명에 따르면 하지 동작 측정의 경우, 족관절, 슬관절 그리고 고관절 운동(굴곡과 신전 등)에 따른 각 관절의 각도변화를 임피던스 변화로 감지할 수 있었다. 또한 종래의 전자 고니오미터와 비교시 각각의 상관 관계는 $r = 0.94$ 이상으로 매우 높음을 확인하였다. 상관계수 $r = 0.94$ 는 관절각도 변화에 따른 전자고니오미터의 측정신호와 생체 임피던스변화 신호를 cross correlation하여 얻어진 값이다.

<81> 또한 하완 (forearm)의 임피던스 변화의 미분 값과 팔꿈치 각속도와의 높은 상관계수 (-0.97)를 얻을 수 있으며, 하완의 임피던스 변화와 팔의 속도 변화와의 상관계수(0.79)를 구해 임피던스 변화로 운동패턴을 볼 수 있는 가능성을 제시하였다.

<82> 본 발명의 효과는 첫째, 피부전극을 부착하여 피검자의 활동에 제한을 주지 않고 관절의 운동 변화를 간단하게 측정할 수 있다. 그리고 기계적인 방법에 비하여 공간 구속력이 적고, 장시간의 동작분석이 가능하고, 시간 해상도가 높다는 특성을 가지고 있다. 또한 기존의 생체 신호를 이용한 방식인 EMG와 비교해 계산량이 훨씬 적고, 신호 대 잡음비가 높다는 장점도 가지고 있다. 영상 분석에 의한 종래의 방법과 달리 빠른 운동의 분석에 있어서의 제약을 극복할 수 있으며, 정확하게 측정할 수 있다. 따라서 고가의 동작분석 및 운동수행 분석 시스템의 대체가 가능하다.

<83> 둘째, 동작분석 및 운동수행 분석 시스템의 개발로 인한 해당 학문의 발전의 가속화이다. 즉, 보행을 비롯한 인체 운동 메카니즘 해명에 기여, 개발된 하드웨어 시스템과 컴퓨터 모델의 실시간 상호작용에 의한 자동 분석, 소프트웨어의 개발로 임상적용을 위한 체계화 및 정량화 유도이다.

<84> 세째, 스포츠 과학 분야의 최적 훈련 프로그램 개발에 기여한다. 즉, 스포츠 훈련 분야에서 보행 형태, 달리기 및 각종 스포츠 동작의 개선으로 경기력 향상, 빠르고 복잡한 동작이 많은 스포츠의 자세 개선 및 운동수행 분석에 활용될 수 있다.

<85> 넷째, 재활의학 분야의 고가의 동작분석 장비를 대체할 수 있는 효율적인 분석시스템의 보급이다. 즉, 생체임피던스 측정과 근전계 계측기술에 의한 보행분석 시스템으로도 활용될 수 있다.



- <86> 다섯째, 순수한 생체 신호만을 이용한 로봇의 원격제어에 활용, 가상현실 및 애니메이션 분야에서 사용되는 고가의 모션캡처 시스템 대체 및 실용화이다.
- <87> 여섯째, 동작 및 부하에 관한 동작 정보를 동시에 얻는 저가형 시스템의 개발로 기존의 문제점들을 개선하고 분석기술의 국내 관련기관 보급 및 확대에 의한 국민건강 향상에 기여할 것으로 전망된다.
- <88> 일곱째, 보행분석과 같이 보다 다양하고 세밀한 하지 운동의 분석을 위해 추가적인 채널의 확장이 가능하다. 또한 무선을 이용한다면, 특정 공간에서만 측정이 가능한 각도계와 비디오 영상 분석기와는 달리 공간적 이동이 많고, 장시간에 걸친 연속측정이 요구되는 스포츠 운동 분야에 활용 가능성이 클 것이다.



【특허청구범위】

【청구항 1】

관절의 운동에 따른 생체 임피던스 측정 장치에 있어서,

발진주파수회로와 전압전류변환회로로 구성되고 약전류를 발생하는 정전류원;

상기 약전류를 생체의 한 점에서 다른 선택된 점으로 흘려주는 자극 전류 전극;

상기 약전류가 흐르는 생체의 소정의 부위에서 전압을 측정하는 적어도 둘 이상의 전압
검출 전극;

상기 전압 검출 전극에서 측정된 전압을 복조하는 복조기;

상기 복조기를 거친 신호의 이득과 오프셋을 조절하는 신호이득과 오프셋 조절기; 및

전원과 신호를 절연하는 절연증폭기를 포함함을 특징으로 하는 생체 임피던스 측정 장치

【청구항 2】

제 1항에 있어서,

복조기를 거친 신호 중 관절의 움직임에 따라 변화하는 임피던스 신호 이외의 잡음을 제거하는 저역 통과 필터를 더 포함함을 특징으로 하는 생체 임피던스 측정 장치.

【청구항 3】

제 1항에 있어서,



절연증폭기를 거친 정보의 이득과 오프셋을 외부에서 조절하는 신호이득과 오프셋 조절기를 더 포함함을 특징으로 하는 생체 임피던스 측정 장치.

【청구항 4】

제 1항에 있어서,

상기 약전류는 50KHz, 300 μ A임을 특징으로 하는 생체 임피던스 측정 장치.

【청구항 5】

제 1항에 있어서,

상기 적어도 둘 이상의 전압 검출 전극은

상기 약전류가 흐르는 생체의 관절과 관절 사이가 $1/n$ (n 은 자연수) 간격으로 구분된 각각의 간격 선상의 서로 다른 m 개의 지점에 위치함을 특징으로 하는 생체 임피던스 측정 장치.

【청구항 6】

제 1항에 있어서,

상기 적어도 둘 이상의 전압 검출 전극은

인체의 족관절과 슬관절 사이를 $1/4$ 간격으로 구분하여 상기 구분된 상기 족관절로부터 $1/4$ 간격 선상의 2개의 지점, $2/4$ 간격 선상의 2개의 지점, 그리고 $3/4$ 간격 선상의 2개의 지점, 인체의 슬관절과 고관절 사이를 $1/3$ 간격으로 구분하여 상기 슬관절로부터 $1/3$ 간격 선상의 4개의 지점, 그리고 $2/3$ 간격 선상의 4개의 지점,



인체의 족관절과 발가락 사이 소정의 지점에 위치함을 특징으로 하는 생체 임피던스 측정 장치.

【청구항 7】

제 1항에 있어서,

상기 적어도 둘 이상의 전압 검출 전극은

인체의 수관절과 주관절 사이를 1/4간격으로 구분하여 상기 구분된 상기 수관절로부터 1/4간격 선상의 2개의 지점, 2/4간격 선상의 2개의 지점, 그리고 3/4간격 선상의 2개의 지점,

인체의 주관절과 견관절 사이를 1/3간격으로 구분하여 상기 주관절로부터 1/3간격 선상의 4개의 지점, 그리고 2/3간격 선상의 4개의 지점,

인체의 수관절과 손가락 사이 소정의 지점에 위치함을 특징으로 하는 생체 임피던스 측정 장치.

【청구항 8】

관절 운동에 따른 생체 임피던스의 변화를 측정하는 방법에 있어서,

정전류원에 의해 소정의 약전류가 발생하는 과정;

상기 약전류를 생체의 한 점에서 다른 선택된 점으로 흘려주는 과정;

상기 약전류가 흐르는 생체의 관절과 관절 사이가 $1/n$ (n 은 자연수) 간격으로 구분된 각각의 간격 선상의 서로 다른 m (m 은 2이상의 자연수)개의 지점에서 조합 (${}_m C_2 = L$)을 이용하여 L 개의 전극쌍(2개의 전극)을 선택하는 과정,

상기 선택된 L 개의 전극쌍 중에서 동일 선상에 위치한 전극쌍(K 개)들을 제외한 전극쌍 ($L-K = J$ 개)들로부터 소정의 주기로 임피던스를 검출하는 과정; 그리고

상기 소정의 주기마다 검출된 임피던스 변화 값이 가장 큰 하나의 전극쌍을 선택하는 과정을 포함하는 관절 운동에 따른 최적 전극 선정 방법을 이용한 생체 임피던스의 변화 측정 방법.

【청구항 9】

제 8에 있어서,

상기 약전류는 50KHz, 300 μ A임을 특징으로 하는 생체 임피던스의 변화 측정 방법.

【청구항 10】

제 8에 있어서,

상기 m 개의 지점은

상기 약전류가 흐르는 생체의 족관절과 슬관절 사이를 1/4 간격으로 구분하고 상기 족관절로부터 상기 구분된 1/4간격 선상의 2 개의 지점, 2/4간격 선상의 2 개의 지점 그리고 3/4간격 선상의 2 개의 지점임을 특징으로 하는 족관절 운동에 따른 최적 전극 선정 방법을 이용한 생체 임피던스의 변화 측정 방법.

【청구항 11】

제 8항에 있어서,



상기 m 개의 지점은

상기 약전류가 흐르는 생체의 족관절과 슬관절 사이를 $1/4$ 간격으로 구분하고 상기 구분된 상기 족관절로부터 $3/4$ 간격 선상의 2개의 지점, 슬관절과 고관절 사이를 $1/3$ 간격으로 구분하고 상기 구분된 상기 슬관절로부터 $1/3$ 간격 선상의 4개의 지점 그리고 $2/3$ 간격 선상의 4개의 지점임을 특징으로 하는 슬관절 운동에 따른 최적 전극 선정 방법을 이용한 생체 임피던스의 변화 측정 방법.

【청구항 12】

제 8항에 있어서,

상기 m 개의 지점은

상기 약전류가 흐르는 생체의 슬관절과 고관절 사이를 $1/3$ 간격으로 구분하고 상기 슬관절로부터 상기 구분된 $1/3$ 간격 선상의 4 개의 지점, $2/3$ 간격 선상의 4개의 지점임을 특징으로 하는 고관절 운동에 따른 최적 전극 선정 방법을 이용한 생체 임피던스의 변화 측정 방법.

【청구항 13】

제 8항에 있어서,

상기 m 개의 지점은

상기 약전류가 흐르는 생체의 족관절과 슬관절 사이를 $1/4$ 간격으로 구분하고 상기 족관절로부터 상기 구분된 $1/4$ 간격 선상의 2개의 지점, $2/4$ 간격 선상의 2개의 지점 그리고 족관절과 발가락 사이 소정의 지점임을 특징으로 하는 발뒤꿈치와 발가락 지면접촉 운동에 따른 최적 전극

선정 방법을 이용한 생체 임피던스의 변화 측정 방법.

【청구항 14】

관절의 운동에 따른 생체 임피던스 변화를 이용한 관절운동 분석 시스템에 있어서,,
 발진주파수회로와 전압전류변환회로로 구성되고 약전류를 발생하는 정전류원;
 상기 약전류를 생체의 한 점에서 다른 선택된 점으로 흘려주는 자극 전류 전극;
 고관절과 슬관절 사이의 소정 부위에 위치되고 전압을 검출하는 적어도 2이상의 전압 검출 전극, 복조기, 이득과 오프셋 조절기, 절연증폭기를 포함하는 제1채널과,
 고관절과 족관절 사이의 소정 부위에 위치되고, 전압을 검출하는 적어도 2이상의 전압 검출 전극, 복조기, 이득과 오프셋 조절기, 절연증폭기를 포함하는 제2채널과,
 슬관절과 족관절 사이의 소정 부위에 위치되고, 전압을 검출하는 적어도 2이상의 전압 검출 전극, 복조기, 이득과 오프셋 조절기, 절연증폭기를 포함하는 제3채널과,
 슬관절과 발가락 사이의 소정 부위에 위치되고, 전압을 검출하는 적어도 2이상의 전압 검출 전극, 복조기, 이득과 오프셋 조절기, 절연증폭기를 포함하는 제4채널;
 상기 제1채널 내지 상기 제4채널의 출력값을 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환기; 및
 상기 A/D 변환기에서 나온 각 채널들의 신호들을 각도 변화로 계산하는 제어부를 포함함을 특징으로 하는 관절운동 분석 시스템.

【청구항 15】

제 14항에 있어서,

제어부에 입력된 값, 제어부에서 계산한 값을 표현하는 표시부를 더 포함함을 특징으로 하는 관절운동 분석 시스템.

【청구항 16】

제 14항에 있어서,

상기 제어부는 관절의 최대 신전에서 최대 굴곡 범위가 X 도이고, 관절의 최대 신전에서 최대 굴곡의 생체 임피던스 변화 범위가 $Y\text{ohm}$ 인 경우, 1 ohm 증감에 따른 각도 변화 값은 $X\text{도} / Y\text{ohm} = Z\text{도/ohm}$ 에 의하여 각각의 채널들의 생체 임피던스 신호를 각도 변화로 계산함을 특징으로 하는 관절운동 분석 시스템.

【청구항 17】

제 14항에 있어서,

상기 소정 부위는 관절 운동에 따른 임피던스 변화가 가장 큰 위치임을 특징으로 하는 관절 운동 분석 시스템.

【청구항 18】

제 16항에 있어서,

상기 제어부는



관절 운동에 따른 생체 임피던스 신호와 소정 분석 프로그램을 이용하여 관절 운동과 대응하는 아바타를 상기 표시부상에 표시함을 특징으로 하는 관절 운동 분석 시스템.

【청구항 19】

제 18항에 있어서,

상기 제어부는

관절 운동의 모니터링과 분석을 위한 메뉴와 생체 임피던스 신호를 상기 표시부상에 더 제공함을 특징으로 하는 관절 운동 분석 시스템.

【도면】

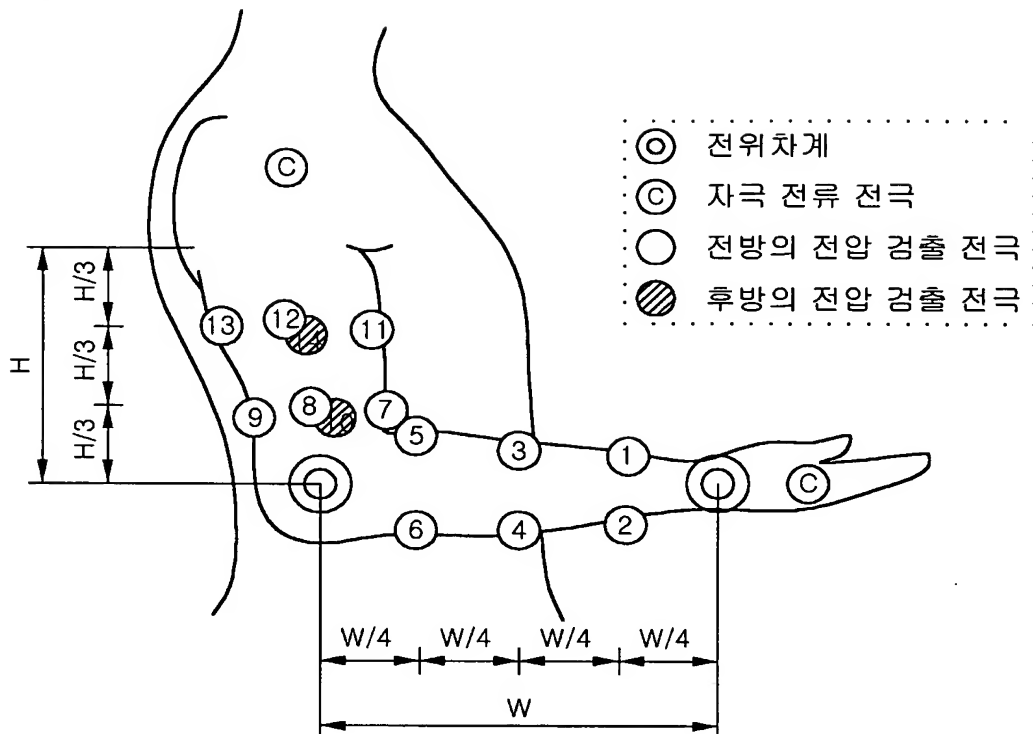
【도 1】



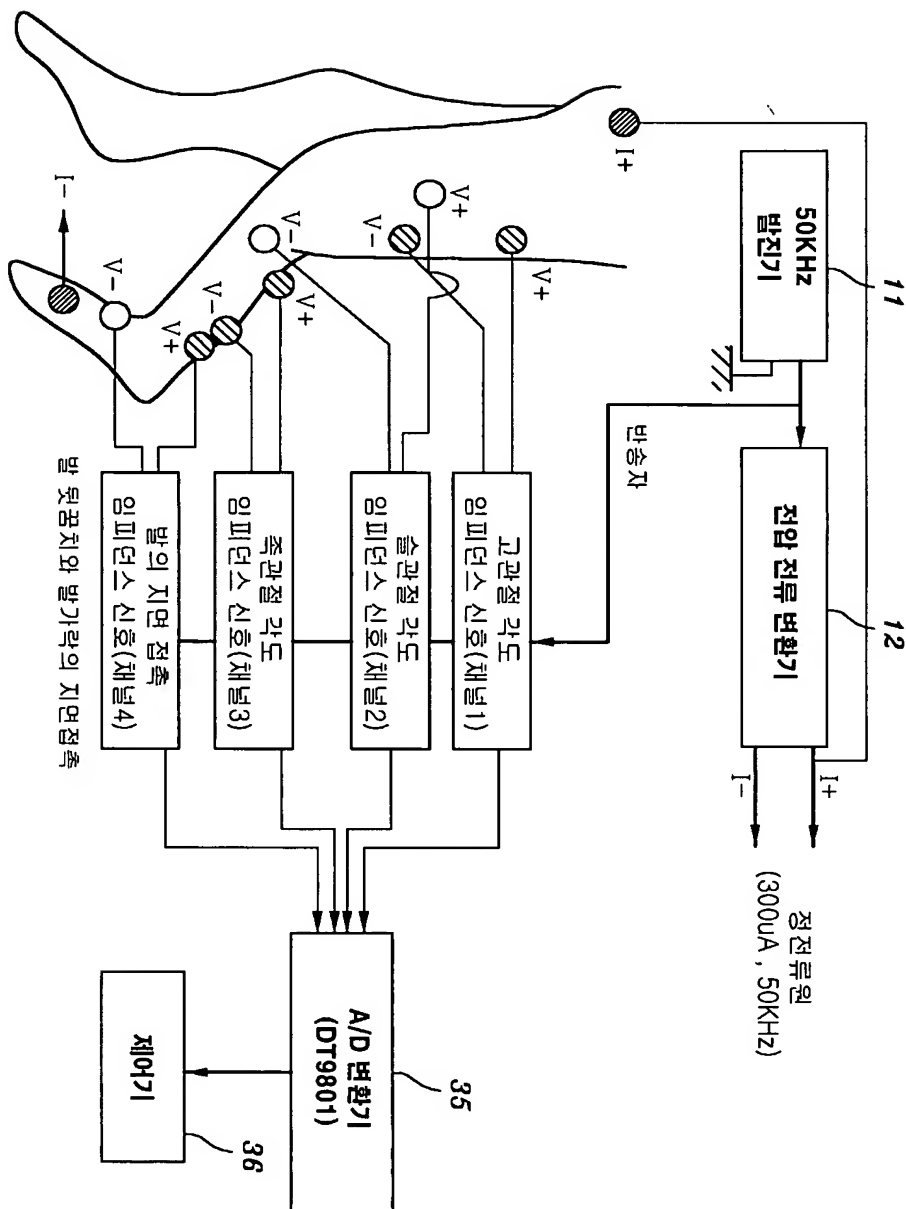
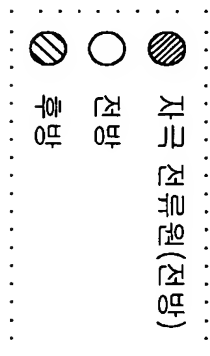
【도 2】



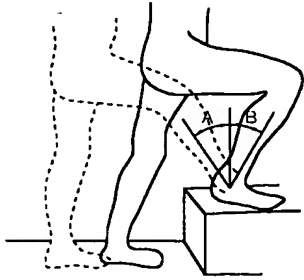
【도 3】



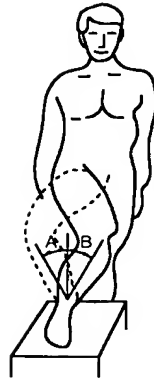
【도 4】



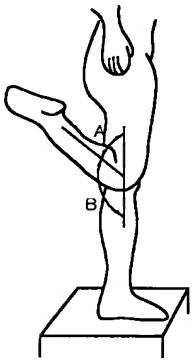
【도 5】



(a) 족관절 신전(A) ,
굴곡(B)



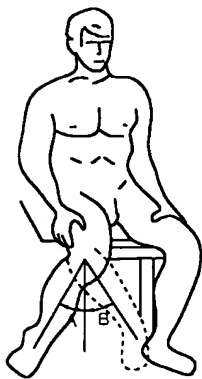
(b) 족관절 외전(A) ,
내전(B)



(c) 무릎관절 굴곡(A) ,
신전(B)



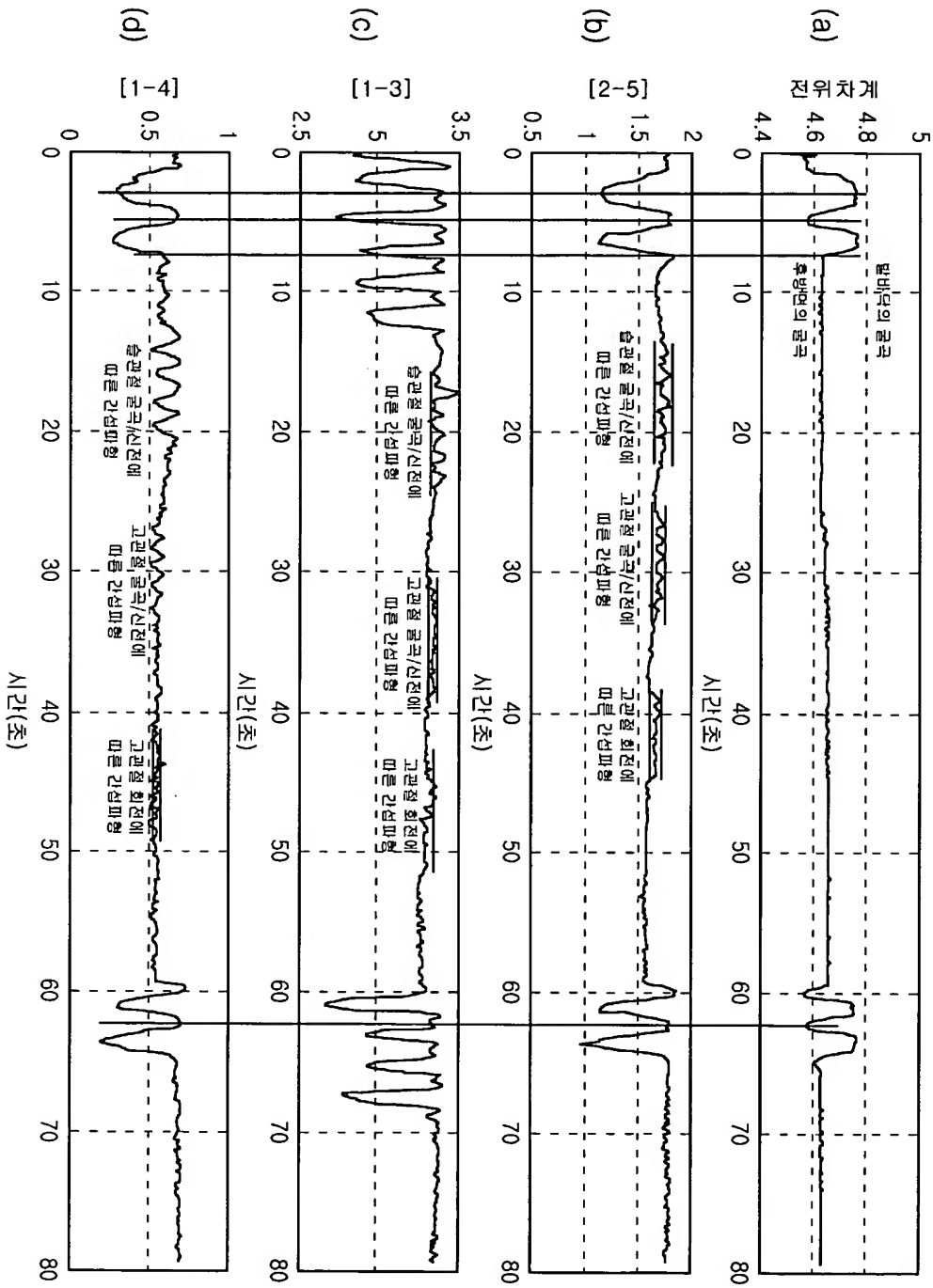
(d) 무릎관절 외회전(A) ,
내회전(B)



(e) 고관절 외회전(A) ,
내회전운동(B)

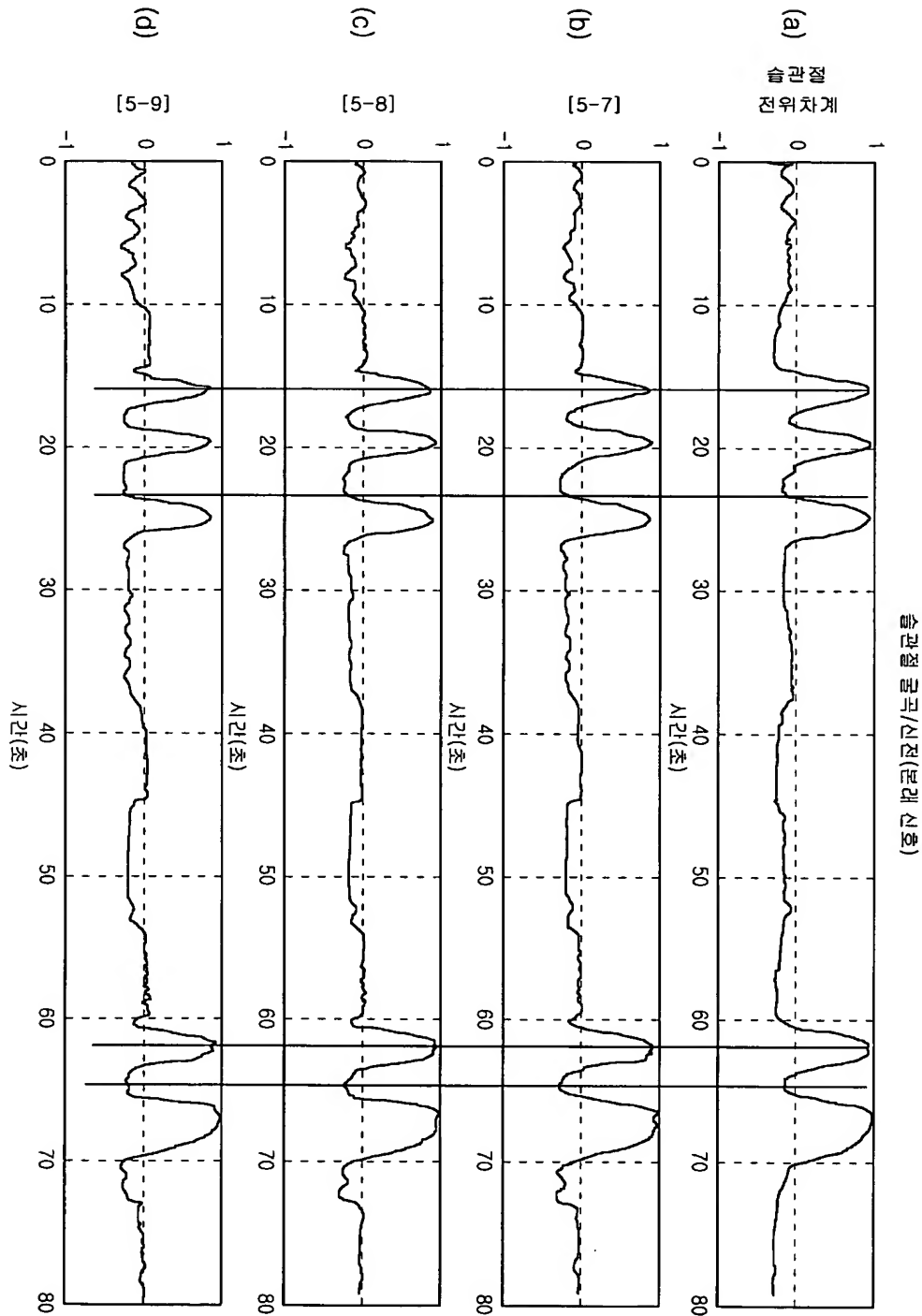


죽관절 굴곡/신전(본래 신호)



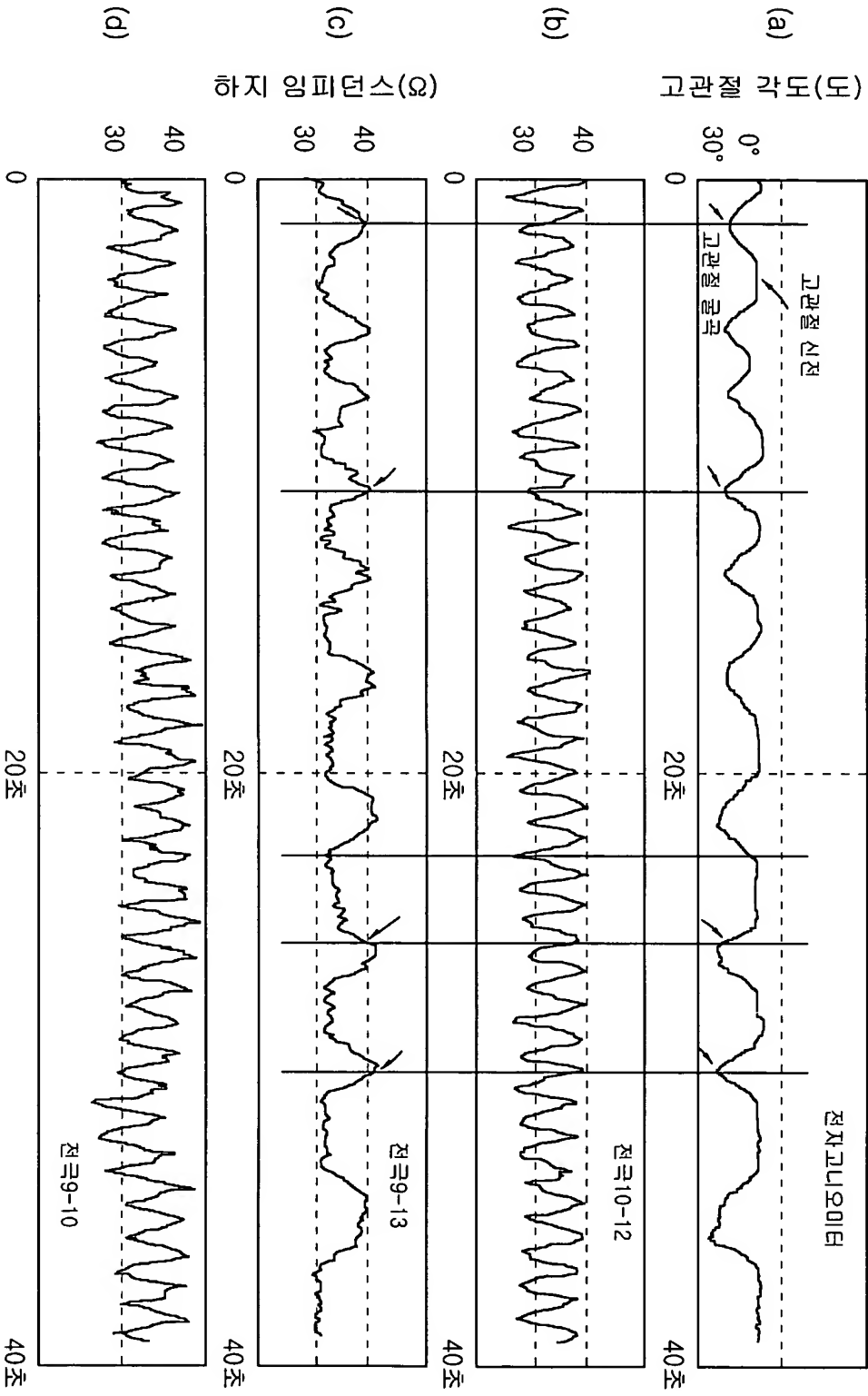
【도 6】

【도 7】



1020030062268

【도 8】



【도 9】

하지운동	시간간격	시간별 운동
족관절 굴곡/신전 45°→110°→35°	0~15초 : 단계 1	족관절 F/E
	15~30초 : 단계 2	슬관절 F/E
	30~45초 : 단계 3	고관절 F/E
	45~60초 : 단계 4	고관절 회전운동
	60~75초 : 단계 5	족관절 F/E
슬관절 굴곡/신전 0°→-70°→0°	0~15초 : 단계 1	족관절 F/E
	15~30초 : 단계 2	슬관절 F/E
	30~45초 : 단계 3	고관절 F/E
	45~60초 : 단계 4	고관절 회전운동
	60~75초 : 단계 5	슬관절 F/E
고관절 굴곡/신전 0°→+45°→-30°	0~15초 : 단계 1	고관절 F/E
	15~30초 : 단계 2	족관절 F/E
	30~45초 : 단계 3	슬관절 F/E
	45~60초 : 단계 4	고관절 회전운동
	60~75초 : 단계 5	고관절 F/E
발의 지면접촉 (<u>H</u> eel <u>S</u> trike & <u>T</u> oe <u>O</u> ff)	0~15초 : 단계 1	HSTO
	15~30초 : 단계 2	슬관절 F/E
	30~45초 : 단계 3	고관절 F/E
	45~60초 : 단계 4	슬관절 회전운동
	60~75초 : 단계 5	HSTO

【도 10】

하지운동	간섭	정의
족관절 굴곡/신전	슬관절 F/E	SNR1
	고관절 F/E	SNR2
	고관절 회전(lateral/medial)	SNR3
슬관절 굴곡/신전	족관절 F/E	SNR4
	고관절 F/E	SNR5
	고관절 회전(lateral/medial)	SNR6
고관절 굴곡/신전	슬관절 F/E	SNR7
	족관절 F/E	SNR8
	고관절 회전(lateral/medial)	SNR9
발의 지면접촉 (<u>H</u> eel <u>S</u> trike & <u>T</u> oe <u>O</u> ff)	슬관절 F/E	SNR10
	고관절 F/E	SNR11
	슬관절 회전	SNR12

【도 11】

